

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2005-528951

(P2005-528951A)

(43) 公表日 平成17年9月29日(2005.9.29)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

A61B 8/12

F I

A61B 8/12

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 12 頁)

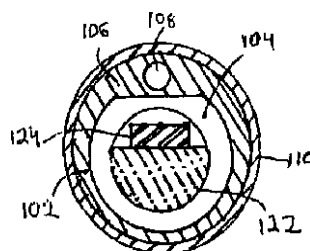
(21) 出願番号	特願2004-510628 (P2004-510628)	(71) 出願人	392016498 シメッド ライフ システムズ インコー ポレイテッド SCIMED LIFE SYSTEMS , INC. アメリカ合衆国 ミネソタ州 55311 -1566 メープル グROUP ワン シメッド プレイス (番地なし)
(86) (22) 出願日	平成15年5月7日 (2003.5.7)	(74) 代理人	100084146 弁理士 山崎 宏
(85) 翻訳文提出日	平成16年12月6日 (2004.12.6)	(74) 代理人	100118625 弁理士 大島 康
(86) 国際出願番号	PCT/US2003/014572	(74) 代理人	100065259 弁理士 大森 忠孝
(87) 国際公開番号	W02003/103501		
(87) 国際公開日	平成15年12月18日 (2003.12.18)		
(31) 優先権主張番号	10/167, 223		
(32) 優先日	平成14年6月10日 (2002.6.10)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像カテーテル組立体

## (57) 【要約】

複数の固有共振周波数で振動できる単一の変換器要素を、超音波画像カテーテル組立体に使用することができる。超音波画像カテーテル組立体は、生体の管組織内に挿通されガイドされるように形成されたカテーテル本体と、内腔と、前記内腔内に挿通されガイドされる回転可能な画像コアを含んでおり、該画像コアは可撓性を有する駆動軸を有している。変換器要素は、複数の固有共振周波数で振動可能であるので、ユーザーは、カテーテル又は画像コアを取り替えることなく、被写界深度又は解像度を改善するために1つの周波数から別の周波数に変更することができる。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

生体内に挿入されてガイドされるカテーテル本体と、回転可能な画像コアとを備え、前記カテーテル本体は、先端部及び基端部を有すると共に、カテーテル本体の縦軸線を通して延びる内腔を有し、

前記画像コアは、前記内腔に挿通されると共に、可撓性を有する駆動軸と変換器要素を含んでおり、

前記変換器要素は、複数の固有共振周波数で振動できるようになっていることを特徴とする超音波画像カテーテル組立体。

## 【請求項 2】

10

請求項 1 記載の超音波画像カテーテル組立体において、

複数の前記固有共振周波数は、低い共振周波数と高い共振周波数を含んでいる超音波画像カテーテル組立体。

## 【請求項 3】

請求項 2 記載の超音波画像カテーテル組立体において、

前記変換器要素は、カテーテル組立体を組織内で使用中に、低い共振周波数と高い共振周波数の間で切替可能となっている超音波画像カテーテル組立体。

## 【請求項 4】

請求項 3 記載の超音波画像カテーテル組立体において、

前記変換器要素は、組織内での被写界深度を増大させるために、低い共振周波数で振動するように切替可能となっている超音波画像カテーテル組立体。 20

## 【請求項 5】

請求項 3 記載の超音波画像カテーテル組立体において、

前記変換器要素は、組織内での解像度を増大させるために、高い共振周波数で振動するように切替可能となっている超音波画像カテーテル組立体。

## 【請求項 6】

請求項 3 記載の超音波画像カテーテル組立体において、

共振周波数間の切替は、組織からカテーテル本体又は画像コアを取り出す必要がない超音波画像カテーテル組立体。

## 【請求項 7】

30

請求項 3 記載の超音波画像カテーテル組立体において、

共振周波数間の切替は、外部の器具操作卓により行うようになっている超音波画像カテーテル組立体。

## 【請求項 8】

請求項 2 記載の超音波画像カテーテル組立体において、

中間の共振周波数を含んでいる超音波画像カテーテル組立体。

## 【請求項 9】

請求項 1 記載の超音波画像カテーテル組立体において、

カテーテル本体の先端チップに、ほぼ円筒形の音波画像窓を設けている超音波画像カテーテル組立体。 40

## 【請求項 10】

請求項 1 記載の超音波画像カテーテル組立体において、

変換器はほぼ円形の表面を有している超音波画像カテーテル組立体。

## 【請求項 11】

請求項 10 記載の超音波画像カテーテル組立体において、

変換器はディスク形状の円筒である超音波画像カテーテル組立体。

## 【請求項 12】

請求項 1 記載の超音波画像カテーテル組立体において、

カテーテル本体は、第 2 の内腔を含んでいる超音波画像カテーテル組立体。

## 【請求項 13】

50

請求項 1 2 記載の超音波画像カテーテル組立体において、  
第 2 の内腔は操作用プルワイヤを収納するようになっている超音波画像カテーテル組立体。

【請求項 1 4】

請求項 1 記載の超音波画像カテーテル組立体において、  
画像コアは、変換器を駆動軸に装着する変換器ハウジングを含んでいる超音波画像カテーテル組立体。

【請求項 1 5】

請求項 1 4 記載の超音波画像カテーテル組立体において、  
変換器ハウジングは、前記駆動軸の軸芯線に対して一定角度で傾斜する切欠きを有している超音波画像カテーテル組立体。 10

【請求項 1 6】

請求項 1 5 記載の超音波画像カテーテル組立体において、  
変換器は、前記駆動軸の軸芯線に対して一定角度で傾斜するように前記切欠きに設けられている超音波画像カテーテル組立体。

【請求項 1 7】

請求項 1 記載の超音波画像カテーテル組立体において、  
変換器は、圧電性セラミック材、圧電性複合材、圧電性樹脂、チタン酸バリウム、チタン酸ジルコン酸鉛、メタニオブ酸鉛、又はポリフッ化ビニリデンにより形成されている超音波画像カテーテル組立体。 20

【請求項 1 8】

請求項 1 記載の超音波画像カテーテル組立体において、  
複数の固有共振周波数は、高、低及び中間の 3 つの共振周波数で構成されている超音波画像カテーテル組立体。

【請求項 1 9】

請求項 1 8 記載の超音波画像カテーテル組立体において、  
高い固有共振周波数は、生体の心臓内で画像成形するのに適している超音波画像カテーテル組立体。

【請求項 2 0】

請求項 1 9 記載の超音波画像カテーテル組立体において、  
高い固有共振周波数は約 3 0 H M z である超音波画像カテーテル組立体。 30

【請求項 2 1】

請求項 1 8 記載の超音波画像カテーテル組立体において、  
低い固有共振周波数は、生体の動脈で画像成形するのに適している超音波画像カテーテル組立体。

【請求項 2 2】

請求項 2 1 記載の超音波画像カテーテル組立体において、  
低い固有共振周波数は約 7 . 5 H M z である超音波画像カテーテル組立体。

【請求項 2 3】

請求項 1 8 記載の超音波画像カテーテル組立体において、  
中間の固有共振周波数は、生体の組織内で画像形成箇所へカテーテル本体をガイドするのに適している超音波画像カテーテル組立体。 40

【請求項 2 4】

請求項 2 3 記載の超音波画像カテーテル組立体において、  
中間の固有共振周波数は約 1 0 H M z である超音波画像カテーテル組立体。

【請求項 2 5】

請求項 1 9 記載の超音波画像カテーテル組立体において、  
低い固有共振周波数は、生体の動脈で画像成形するのに適している超音波画像カテーテル組立体。

【請求項 2 6】

請求項 2 5 記載の超音波画像カテーテル組立体において、  
中間の固有共振周波数は、生体の組織内で画像形成箇所へカテーテル本体をガイドする  
のに適している超音波画像カテーテル組立体。

【請求項 2 7】

請求項 1 記載の超音波画像カテーテル組立体において、  
変換器要素をカテーテル組立体内に一つだけ備えている超音波画像カテーテル組立体。

【請求項 2 8】

請求項 1 記載の超音波画像カテーテル組立体において、  
第 2 の変換器要素を備えている超音波画像カテーテル組立体。

【請求項 2 9】

請求項 2 8 記載の超音波画像カテーテル組立体において、  
第 2 の変換器要素もまた、複数の固有共振周波数で振動するようになっている超音波画  
像カテーテル組立体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、主として医療用の超音波カテーテルの分野に関し、特に、医療用の超音波画  
像カテーテルに用いる多重共振周波数を有する変換器要素に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、医療診断用の超音波システムは発展を続けており、医療分野及び診断領域におい  
て、幅広く利用されるようになっている。超音波画像システムの需要増大に伴い、超音波  
システムの技術も高度化及び複雑化してきている。

【0003】

多くの超音波画像システムは、診断及び治療時に外科医及びそのスタッフの助けとなる  
ように、カテーテルと共に使用するよう設計されてきた。一般的に、これらのシステム  
は単一の変換器要素を備えており、該変換器要素は多くは圧電性材料で製造され、画像カ  
テーテルの先端部に装着されている。画像カテーテルは、前記変換器が患者の体内の目的  
の領域を撮像できる位置にくるように、患者の体内に挿入される。

【0004】

このようなカテーテルは、通常は、電気信号又は励起パルスを変換器に送ることにより  
作動する。それから、変換器は、電気エネルギーを機械エネルギーに変換し、機械エネル  
ギーは超音波として患者の体内組織内に伝搬する。発信される超音波の周波数は、変換器  
要素の共振周波数と励起パルスの周波数容量との関数である。この超音波は、反射するこ  
とにより反射信号又はエコーとして変換器に戻り、変換器は前記反射信号又はエコーを電  
気信号に変換し、該電気信号は患者の体内の画像を形成するために利用される。

【0005】

しかしながら、一つの共振周波数のみを有する変換器で作動する場合には、画像カテー  
テルの焦点調節性能は制限される。発信される音波の周波数は、変換器要素の共振周波数  
及び帯域幅と励起パルスの周波数容量の関数であり、励起パルスの周波数の変化させるこ  
とによってのみ変更可能である。したがって、体内組織の異なった深度に焦点を合わせる  
場合、前記単一の共振周波数のみを有する変換器要素では、その能力が制限されてしまう  
。

【0006】

前記焦点合わせの問題を解決するため、作動中にカテーテル又は画像コアを交換可能と  
すると共に、交換用のカテーテルに異なった周波数を有する交換器要素を備えているカテ  
ーテルシステムが開発されている。しかしながらカテーテルを交換するこの方法は、必要  
以上に画像形成過程で時間を浪費することになる。

【0007】

そのため、現在、画像カテーテルシステム用に多重共振周波数の変換器を提供する必要

10

20

30

40

50

性が生じており、その変換器により、種々異なった深度において、カテーテル又は画像コアを交換することなしに、高品質の超音波画像を提供することができる。

#### 【0008】

##### (発明の要約)

本発明の第1の独立した特徴は、生体の管組織に挿入されてガイドされるように形成されたカテーテル本体を有する超音波画像カテーテル組立体を備えていることであり、前記カテーテル本体は、先端部と、基端部と、カテーテル本体の縦軸芯を通して延びる内腔を有している。超音波画像カテーテル組立体は、さらに、前記内腔に挿通された回転可能な画像コアを含んでおり、該画像コアは、可撓性を有する駆動軸と単一の変換器要素を含み、該変換器要素は複数の固有共振周波数で振動できるようになっている。

10

#### 【0009】

本発明の第2の独立した特徴は、低い共振周波数と高い共振周波数を含む複数の固有共振周波数を有する変換器を有する超音波画像カテーテル組立体を備えていることである。前記カテーテル組立体を生体の管組織内で使用している間、変換器は低い共振周波数と高い共振周波数の間で切り替えることができ、変換器要素は、被写界深度を最適化するために低い周波数で振動すること、解像度を最適化するために高い周波数で振動することも可能となっている。共振周波数の切替は、たとえば、外部の器具操作卓によって操作されるようになっており、カテーテル組立体又は画像コアを生体の管組織から取り出す必要はない。

#### 【0010】

20

本発明の第3の独立した特徴は、低い共振周波数と、中間の共振周波数と、高い共振周波数を含む複数の固有共振周波数を有する変換器を含んでいる超音波画像カテーテル組立体を備えていることである。たとえば、低い共振周波数は約7.5MHz、中間の共振周波数は約10MHz、高い共振周波数は約30MHzである。生体の管組織内で使用している間、各共振周波数はそれぞれ異なった目的で使用される。たとえば、低い共振周波数は動脈内の画像を撮像するために用いられ、中間の共振周波数は目的の箇所へカテーテルをガイドするのに用いられ、高い共振周波数は、心臓内の画像を撮像するために用いられる。

#### 【0011】

本発明の第4の独立した特徴は、概ねディスク状の円筒形変換器を含む超音波画像カテーテル組立体を備えていることである。前記変換器は、圧電性セラミック材、圧縮複合材、圧電性樹脂、チタン酸バリウム、チタン酸ジルコン酸鉛、メタニオブ酸鉛、又はポリフッ化ビニリデンにより形成されている。変換器は、変換器ハウジングによって駆動軸に連結されると共に、カテーテル内での内部反射が減少するように、駆動軸芯に対して一定角度で傾斜する姿勢で変換器ハウジングの切除部に設けられている。

30

#### 【0012】

本発明の他の形態及び利点は、後述する詳細な説明及び図面により明らかにされるが、本発明はそれらに限定されるものではない。

#### 【0013】

##### (好ましい実施の形態の説明)

40

多重固有共振周波数を有する改良された変換器要素は、たとえば超音波画像システムに用いることができる。機械式スキニングの超音波画像カテーテルシステムは、通常は、回転ハウジング内に取り付けられた単一の変換器を使用することになる。一例として、カテーテルの先端チップに配置された音波画像窓孔内で、変換器ハウジングが固定軸芯回りに回転し、その間、変換器は超音波を発信すると共に受信する。変換ハウジングは、可撓性を有する駆動軸によって回転駆動し、前記駆動軸は、カテーテル内に軸方向に形成された内腔に挿通され、駆動軸の一端部は前記内腔内で変換器ハウジングに連動連結されている。カテーテルの先端部が、一旦、たとえば、患者の管組織内に位置決めされると、画像形成制御回路が作用することによって、先端カテーテルチップの周囲組織の断面画像が撮像される。前記画像形成制御回路は、駆動軸を通して延びる導電体を介して変換器に電気

50

的に接続されている。

【 0 0 1 4 】

図 1 及び図 1 A は、可撓性を有する超音波カテーテル 1 0 0 の一実施の形態を示している。超音波カテーテル 1 0 0 は、標準的な、良く知られたカテーテル操作によって管組織内に位置決めされるようになっていいる。前記カテーテル操作とは、色々に張り巡らされた血管の通路に可撓性を有するカテーテル 1 0 0 を挿通ガイドするものであり、たとえば、大腿部の動脈の通路を通して経皮的な導入によって始めるものである。

【 0 0 1 5 】

カテーテルは細長い管状部材 1 0 2 を備えており、該管状部材 1 0 2 には軸方向に延びる内腔 1 0 4 が形成されている。該内腔 1 0 4 の内径は、画像コア 1 1 8 が内腔内で活動するのに十分な大きさを有している。画像コア 1 1 8 は可撓性を有する駆動軸 1 2 0 を含んでおり、該駆動軸 1 2 0 は変換器ハウジング 1 2 2 に連結されている。該変換器ハウジング 1 2 2 内には概ねディスク形状の変換器 1 2 4 が設けられている。画像コア 1 1 8 は、その中心軸線に沿って並進可能となっている。さらに、画像コア 1 1 8 は毎分 1 8 0 0 回転を越える回転速度で軸芯回りに回転可能である。回転可能なモータ駆動の画像コア 1 1 8 は、米国特許 No. 6, 0 0 4, 2 6 9 に記載されており、この特許の内容は、ここに記載することにより本件に組み入れられる。

【 0 0 1 6 】

細長い管状部材 1 0 2 の先端部にドーム形の音波画像窓 1 1 2 が装着され、これによりカテーテル 1 0 0 の閉塞状のチップを構成している。別の例として、音波画像窓 1 1 2、変換器 1 2 4 又はその他の構成要素を、いかなる形状又は形状の組み合わせとすることも可能である。管状部材 1 0 2 の外周にはカバー管 1 1 0 が被せられており、該カバー管 1 1 0 は、熱収縮可能なナイロン、ウレタン、ポリエチレン又は他の樹脂等の適当な材料により形成され、カテーテル 1 0 0 を構造的に保護すると共に滑らかな外周面を提供し、該滑らかな外周面により、患者の体内の通路内を最小の摩擦抵抗でもってたやすく軸方向に動き得るようになっていいる。

【 0 0 1 7 】

音波画像窓 1 1 2 は、好ましくは、基端部に開口を有すると共に先端部が丸く形成されており、閉塞状のカテーテルチップ 1 1 4 を形成するように、管状部材 1 0 2 の先端円周部に取り付けられている。カバー管 1 1 0 の端部と音波画像窓 1 1 2 の端部は、共通継目 1 1 6 において結合されている。

【 0 0 1 8 】

音波画像窓 1 1 2 の基端部の外径は、装着されたカバー管 1 1 0 の外径とほぼ同じ大きさとなっており、それにより、継ぎ目 1 1 6 は滑らかな外周面となっている。図 1 に最も良く表されているように、細長い管状部材 1 0 2 の任意の上部 1 0 6 には小さな内腔 1 0 8 が形成されており、該内腔 1 0 8 は他のカテーテル機能用に用いることができる。たとえば、制限例ではないが、プルワイヤ、供給薬剤、血管形成用バルーン、切除用のレーザーを収納するために、又はカテーテル 1 0 0 の折れ曲がりを阻止するのに役立つ硬質部材を収納するために利用することができる。勿論、カテーテルには、いかなる形状の内腔をいかなる本数形成することも可能である。カテーテルは、もし望むならば、1 つのバルーン又は複数のバルーンを有することもできる。カテーテルは、また、複数の窓、カテーテルの壁内にぴったりとはめ込まれる複数のワイヤ、複数の変換器、又は、本件分野において知られたその他の形状を備えることも可能である。たとえば、カテーテルは、多重共振周波数を有する変換器に、新たな別の変換器を追加することも可能である。また別の例として、カテーテルは、多重共振周波数型変換器を複数使用することも可能である。

【 0 0 1 9 】

さらに図 1 に示す特定の例に関し、変換器ハウジング 1 2 2 には縦向きに長く延びる切欠き 1 1 3 が形成されており、該切欠き 1 1 3 は、駆動軸 1 2 0 の軸芯線 1 2 6 に対して微小な角度で傾斜している。変換器 1 2 4 は変換器ハウジング 1 2 2 の前記切欠き 1 1 3 に設けられており、変換器 1 2 4 の作用面（活動面）も、駆動軸 1 2 0 の軸芯線 1 2 6

10

20

30

40

50

に対して前記微小な角度で傾斜している。変換器 124 のこの傾斜はカテーテルチップ 114 内の内部反射の最小化に役立っている。

【0020】

本発明の好ましい変換器 124 はディスク形状であるが、その他の、いかなる形状の変換器を適用することも可能である。使用中、変換器は電気エネルギーパルスを機械エネルギーに変換し、機械エネルギーは変換器 124 の作用面から超音波として外部に伝搬する。これらの超音波の周波数は、変換器 124 の励起周波数と固有共振周波数に左右される。変換器 124 の複数の固有共振周波数は、変換器の形状及び厚さ並びに変換器の材質によって作り出される。

【0021】

変換器 124 は、作用面の圧力歪曲を電圧に変換し、又は電圧を圧力歪曲に変換できる材料から、公知の方法を利用して作り出すことができる。そのような材料として、圧電性セラミック材、圧縮複合材、圧電性樹脂、チタン酸バリウム、チタン酸ジルコン酸鉛、メタニオブ酸鉛、及びポリフッ化ビニリデンがあるが、それらの材料に限定されることはない。

【0022】

以上説明したように、変換器が発信する超音波の周波数は、変換器 124 の共振周波数と変換器 124 に送信される励起パルスの周波数の関数となる。超音波が物体に衝突し、反射することにより変換器 124 に戻ると、変換器 124 は機械エネルギーを元の電気エネルギーに変換する。変換された電気エネルギーは、変換器 124 から、カテーテルの先端部及び伝達ラインを介してカテーテルシステムの画像形成装置に伝達される。

【0023】

多重共振周波数を有する変換器 124 を装備した画像カテーテル 100 を使用することによって、ユーザーは、周波数の有効利用に基づく色々な特徴を有する画像を作り出すことができる。画像形成における 2 つの重要な特徴は被写界深度と解像度である。作動中に許容される大きな被写界深度として、たとえば、心臓内部の画像を形成することができる程度に大きな被写界深度とすることができる。高解像度は、冠状動脈のような管内の画像を拡大するためには非常に重要である。好ましくは、改良された変換器 124 は、低い共振周波数、中間の共振周波数及び高い共振周波数において、周波数毎に異なった画像特徴を利用するように作動させることが可能である。

【0024】

一例として、本発明の多重共振周波数型カテーテルは、30MHz、10MHz 及び 7.5MHz の 3 つの共振振動数を有するように形成することができる。ユーザーは、1 つの処置において、3 つの周波数のすべてを使用することができる。たとえば、画像形成処置として、最初に冠状動脈の撮像を行い、次に右心房内にガイドし、続いて左心房を撮像する場合が考えられる。変換器 124 は、高周波数によって良好な拡大解像度を得ることができるので、冠状動脈を撮像するためには、30MHz の高周波数で作動させる。

【0025】

冠状動脈を撮像後、カテーテルを右心房にガイドする必要があるが、カテーテルを目的の箇所までガイドするには被写界深度と解像度の両方が要求されるので、この操作技術に対して中間の 10MHz の周波数が好ましい。離れた箇所での心房の撮像は、かなりの被写界深度を必要とするため、この場合には、7.5MHz の低い共振周波数が好ましい。この方法において、3 つのすべての共振周波数は、一般的な撮像処置において使用することができる。ただしこの処置は、多重周波数で作動する変換器を必要とする数多くの撮像処置の 1 つに過ぎない。

【0026】

多重共振周波数型の変換器 124 は、3 つの共振周波数で振動することが可能であるので、カテーテル及び/又は画像コアを、作動中（操作中）に取り替える必要はない。カテーテルを取り外すことは時宜行われる作業であり、その作業は、必要以上に撮像操作を長くすることを余儀なくする。代わりに、本発明のカテーテルは、被写界深度及び解像度を

10

20

30

40

50

犠牲にすることなしに、多重共振周波数を有する単一の変換器 1 2 4 を使用することができる。複数の共振周波数間の切替は、外部の器具操作卓を使用することによって行うことができ、器具操作卓としては、ボタン、ダイヤル、スイッチ、音声指令、マウス、トラックボール、又はポインティング装置を備えた多くの典型的な操作卓を用いることができる。

【 0 0 2 7 】

図 1 及び図 1 A に記載され、または明細書に記載された 1 つ又はそれ以上の特徴は、別の実施形態を構成するために別の特徴と入れ替えることは可能である。

【 0 0 2 8 】

好ましい実施の形態と方法を図示し、又は記載したが、この発明の精神と範囲から逸脱することなく、多くの変形例を構成できることは当業者にとって明白である。したがって、本発明は、添付の請求項の範囲で限定した以外は、限定されるものではない。

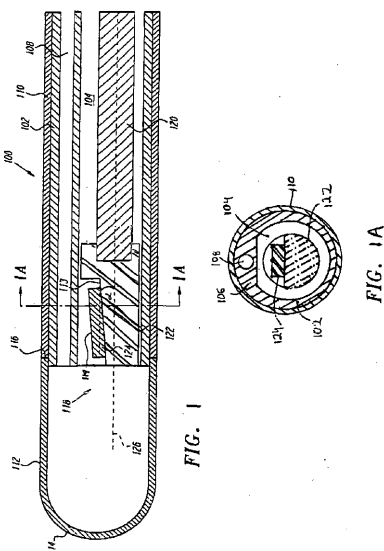
【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 9 】

【図 1】超音波カテーテル組立体を一部切除して示す側面図である。

【図 2】図 1 の超音波カテーテル組立体を切断線 1 A - 1 A で切断して示す縦断面図である。

【図 1】





## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.  
PCT/US 03/14572

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
IPC 7 A61B8/12

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

**B. FIELDS SEARCHED**

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 7 A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, BIOSIS, MEDLINE, INSPEC

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 004 269 A (ABELE JOHN E. ET AL) 21 December 1999 (1999-12-21) cited in the application column 14, line 61 -column 16, line 11; figure 1	1-7, 9-17,27
Y	column 20, line 14 -column 21, line 18; figures 1,4,5,14,15 ---	8,18
A	US 5 410 205 A (GURURAJA TURUVEKERE R) 25 April 1995 (1995-04-25)	1-3,6,7, 17,28,29
Y	column 1, line 12 -column 1, line 45 column 3, line 3 -column 5, line 60; figure 1 --- -/-	8,18

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

\* Special categories of cited documents:

\*A\* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

\*E\* earlier document but published on or after the International filing date

\*L\* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

\*O\* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

\*P\* document published prior to the International filing date but later than the priority date claimed

\*T\* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

\*X\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

\*Y\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

\*G\* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

19 August 2003

Date of mailing of the International search report

01/09/2003

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Kronberger, R

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/US 03/14572

## C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>DATABASE BIOSIS 'Online!  BIOSCIENCES INFORMATION SERVICE,  PHILADELPHIA, PA, US; 1996  MONTAUBAN VAN SWIJNDREGT ALEXANDER D ET  AL: "An in vitro evaluation of the line  pattern of the near and far walls of  carotid arteries using B-mode ultrasound."  Database accession no. PREV199799326895  XP002251664  abstract  &amp; ULTRASOUND IN MEDICINE AND BIOLOGY,  vol. 22, no. 8, 1996, pages 1007-1015,  ISSN: 0301-5629</p> <p>---</p>	19-22
A	<p>DATABASE INSPEC 'Online!  INSTITUTE OF ELECTRICAL ENGINEERS,  STEVENAGE, GB;  GOODINGS G A W ET AL: "Transducer  frequency considerations in intraoperative  US of the spine"  Database accession no. 2765019  XP002251665  abstract  &amp; RADIOLOGY, JULY 1986, USA,  vol. 160, no. 1, pages 272-273,  ISSN: 0033-8419</p> <p>---</p>	8,18
A	<p>US 5 460 595 A (HALL DUANE O ET AL)  24 October 1995 (1995-10-24)  column 6, line 4-11; claim 1; figure 1</p> <p>---</p>	1-3,8,18
P,X	<p>WO 02 069806 A (SCIMED LIFE SYSTEMS INC)  12 September 2002 (2002-09-12)  page 6, line 15-21; figure 2</p> <p>-----</p>	1,2

Form PCT/ISA/210 (continuation of second sheet) (July 1992)

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No.

PCT/US 03/14572

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6004269	A	21-12-1999	CA 2165829 A1	19-01-1995
			DE 69432148 D1	27-03-2003
			EP 0706345 A1	17-04-1996
			ES 2189805 T3	16-07-2003
			JP 9503677 T	15-04-1997
			WO 9501751 A1	19-01-1995
			US 5630837 A	20-05-1997
			US 5840031 A	24-11-1998
			US 5588432 A	31-12-1996
			US 5860974 A	19-01-1999
			US 5571088 A	05-11-1996
			US 5575772 A	19-11-1996
US 5410205	A	25-04-1995	DE 9401033 U1	17-03-1994
			JP 6261395 A	16-09-1994
US 5460595	A	24-10-1995	WO 9627358 A1	12-09-1996
			AU 1976095 A	23-09-1996
WO 02069806	A	12-09-2002	WO 02069806 A2	12-09-2002

---

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IT,LU,MC,NL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA, GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ, EC,EE,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,M W,MX,MZ,NI,NO,NZ,OM,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 ミリアム・エイチ・テイミスト

アメリカ合衆国 9 5 1 2 1 カリフォルニア州サンノゼ、ビルボ・ドライブ 3 0 6 5 番

(72)発明者 リチャード・ラードナー

アメリカ合衆国 9 4 6 1 0 カリフォルニア州オークランド、ウォーカー・アベニュー 8 5 4 番

Fターム(参考) 4C601 BB14 BB24 FE03 FE04 GB01

专利名称(译)	超声成像导管组件		
公开(公告)号	<a href="#">JP2005528951A</a>	公开(公告)日	2005-09-29
申请号	JP2004510628	申请日	2003-05-07
申请(专利权)人(译)	Shimmeddo生命系统公司		
[标]发明人	ミリアムエイチテイミスト リチャードラードナー		
发明人	ミリアム・エイチ・テイミスト リチャード・ラードナー		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/445 A61B8/4461		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/FE03 4C601/FE04 4C601/GB01		
代理人(译)	山崎 宏		
优先权	10/167223 2002-06-10 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

能够以多个自然谐振频率振荡的单个换能器元件可以用于超声成像导管组件。超声图像导管组件包括形成插入到活体中导向，内肛门，可旋转的图像芯引导件插入所述肛内的管道导管主体图像核心具有柔性驱动轴。由于换能器元件可以以多个固有共振频率振动，因此用户可以从一个频率变为另一个频率，以改善景深或分辨率，而无需更换导管或图像核心你可以。

